

STEREOSCOPIC VISION ENDOSCOPE DEVICE

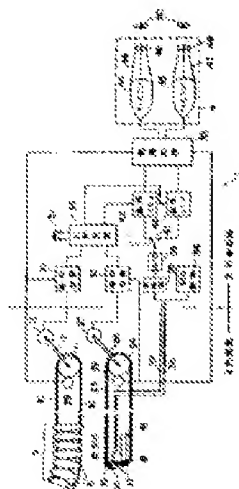
Publication number: JP63262613
Publication date: 1988-10-28
Inventor: HATTORI SHINICHIRO; NONAMI TETSUO; KIKUCHI SUSUMU
Applicant: OLYMPUS OPTICAL CO
Classification:
- **International:** G02B23/24; A61B1/00; G02B23/26; G02B23/24; A61B1/00; G02B23/26; (IPC1-7): A61B1/00; G02B23/24; G02B23/26
- **European:**
Application number: JP19870098404 19870420
Priority number(s): JP19870098404 19870420

Report a data error here

Abstract of JP63262613

PURPOSE:To execute a stereoscopic observation in a state having a large parallax by scarcely thickening an inserting part, by providing a mechanism for varying a visual field direction of an observing means, setting it in the visual field direction becoming roughly parallel to a different curved state, and obtaining a stereoscopic image, based on the respective observation images.

CONSTITUTION:By turning of a rotary plate 18, in a state of A and a state of B, an object area to which an SID (solid-state image pickup element) 15 executes an image pickup in common increases, in comparison with the case said plate does not turn. In this state, a control circuit 34 allows an image memory 43 to record image data which has been brought to an image pickup by the SID 15. Outputs of the image memories 42, 43 are inputted to an image processing means 33, and the image processing means 33 calculates three-dimensional information of an object, from these two pieces of images having a parallax (d). In such a way, the calculated three-dimensional information is displayed on displays 44, 45, but the displayed image is shifted a little, and seen stereoscopically, when it is observed by both eyes 50, 50 through eyepieces 48, 49.



~~~~~  
Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭63-262613

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)10月28日

G 02 B 23/26  
A 61 B 1/00  
G 02 B 23/24

3 0 0

A-8507-2H  
Y-7305-4C  
B-8507-2H

審査請求 未請求 発明の数 1 (全 10 頁)

⑮ 発明の名称 立体視内視鏡装置

⑯ 特 願 昭62-98404

⑰ 出 願 昭62(1987)4月20日

⑱ 発 明 者 服 部 眞 一 郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 野 波 徹 緒 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 菊 地 奨 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

立体視内視鏡装置

## 2. 特許請求の範囲

体腔内等に挿入可能とする挿入部の先端側に、被写体を照明する照明手段と、照明された被写体を観察する観察手段と、挿入部の先端側を湾曲す湾曲機構とを備えた内視鏡において、前記観察手段の視野方向を変え得る視野方向変化手段を設け、前記湾曲機構により異なる湾曲状態に対し、ほぼ同一視野方向に設定して、共通する視野内の被写体に対し、立体視を可能とすることを特徴とする立体視内視鏡装置。

## 3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は同一被写体に対し、大きな視差を有する複数の画像を得ることのできる立体視内視鏡装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、細長の挿入部を体腔内とか管腔内に挿入

することによって、内部を診断したり、検査したりすることのできる内視鏡が広く用いられるようになった。

ところで、生体内の患部等の凹凸の大きさを知ることが診断を下す場合とか症状の進行具合等を知るために非常に重要な要因となることがある。

従来、被写体(生体)の凹凸を計測する場合、実公昭61-20488号のごとく、被写体にスケールを接触させ、凹凸を計測していた。別の方法として、レーザ光線を利用した特開昭55-110208号の様な提案もなされている。

〔発明が解決しようとする問題点〕

上記実公昭61-20488号の従来例は被写体とスケールを接触させる必要があり、生体を傷つける恐れがあると同時に内視鏡の操作がしにくく、さらに一点測定に限定される為、広い範囲の計測が困難であった。

又、特開昭55-110208号の従来例は、レーザ装置等の特別な装置が必要であったり、光のスポット間距離単位でしか計測が出来ず、分解

能が低かった。さらに、レーザ光によって通常の観察が妨げられると言う不具合があった。

本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、内視鏡の外径を太くすることを必要とせず、且つ同一被写体に対し大きな視差を有し、凹凸を立体的に観察できるようにした立体視内視鏡装置を提供することを目的とする。

#### 〔問題点を解決する手段及び作用〕

本発明では観察手段の視野方向を変化できる機構を設け、異なる湾曲状態に対し、ほぼ平行となる視野方向に設定してそれぞれの観察像に基づき立体画像を得ることによって、挿入部を殆んど太くすることなく大きな視差を有する状態での立体観察を行えるようにしている。

#### 〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図及び第2図は本発明の第1実施例に係り第1図は第1実施例における内視鏡挿入部の先端側を異なる湾曲状態に設定し、且つ視野方向を調整

- 3 -

に密着された回転ドラム11を回転することによって、一方のワイヤ10が牽引され、且つ他方のワイヤ10が弛緩されることになって湾曲部7を屈曲できるようにしてある。この回転ドラム11はその回転軸12に取付けられた超音波モータ等のモータ13によって、回転駆動できるようにしてある。(第2図では便宜上回転軸12を斜め方向に延設してあるが、実際には紙面垂直方向にあることになる。)

第1図に示すように上記ドラム状カバーガラス5の内側には撮像手段として対物レンズ14及びCCD等の固体撮像素子(以下SIDと記す。)15とが鏡筒16に取付けてある。この鏡筒16は軸17を中心として回転する回転板18に取付けてある。この軸17を挟むようにして鏡筒16と反対側となる回転板部分にはライトガイド19の先端が保護管21を介して取付けてある。尚、照明光を照射するこのライトガイド19の先端面には配光を良くするため凹レンズ22が取付けてある。

- 5 -

して立体視できるようにした様子を示し、第2図は第1実施例の模式的構成を示す。

第2図に示すように第1実施例の立体視内視鏡装置1は、生体内等に挿入可能とする内視鏡2と、この内視鏡2と接続され、信号処理系等を取納した制御装置3と、この制御装置3から出力される映像信号を表示する立体視用表示部4とからなる。

上記内視鏡2は生体内に挿入し易いように細長の挿入部が形成され、この挿入部の先端側は第1図に示すような構造になっている。

挿入部の先端部は透明でドーム状(半球状)のカバーガラス5で覆われ、このカバーガラス5の後端は可撓性チューブ6に取付けられ、防水構造にしてある。

上記カバーガラス5で覆われた部分の後端近傍部分から後方に至る適宜長さ部分には湾曲部7が形成されている。この湾曲部7は第2図に示すように関節駒8、…8を回動自在に縦列したアングル機構9で構成され、先端の関節駒8に固定されたアングルワイヤ10、10の後端が半円状外周

- 4 -

上記鏡筒16及びライトガイド19の先端を固定する保護管21が取付けられた回転板18の両端に、回動ワイヤ23、23の先端が固定されている。しかして、これら回動ワイヤ23、23の後端側(手元側)は上記アングルワイヤ9の場合と同様に回転ドラム24の半円状外周に密着させてある。しかして、アングル機構9により例えば第1図のAで示す状態からBで示す状態へと屈曲させた場合、回転ドラム24を回転させることによって、一方のワイヤ23を牽引、他方のワイヤ23を弛緩してワイヤ23、23の先端が固定された回転板18を軸17を中心として回転できるようにして視野方向変化機構が形成してある。この場合、第2図に示す回転ドラム24の回転量を制御することによって、第1図のAの状態の視野方向25AとBの状態での視野方向25Bとを平行に設定でき、この場合距離dが視差となり、この視差dでもって同一被写体を撮像(観察)できるようにしてある。

上記回転ドラム24は、その回転軸26に取付

- 6 -

けられた超音波モータ等による駆動モータ27によって、回転駆動される。

上記回転ドラム11、24にはその回転が伝わるように、例えばその外周に接するようにしてそれぞれ回転エンコーダ28、29が取付けてあり、それぞれ回転ドラム11、24の回転量を検出できるようにしてある。

上記回転エンコーダ28、29はポテンシオメータとか光学式エンコーダ等で構成され、回転量に対応した出力信号はそれぞれモータ13、27に駆動信号を出力する(モータ)駆動回路31、32にそれぞれ入力されると共に、高性能コンピュータ等で構成される画像処理手段33に入力される。

尚、第2図では説明を分かり易くするため、アングル機構9側と対物レンズ14等により構成される視野方向変化機構側とを分離して別の位置に有するように表わしてあるが、実際には同一の内視鏡内に組み込まれている。

上記両駆動回路31、32は、マイクロプロセ

- 7 -

上記両ディスプレイ44、45の表示面には、外部から光が入らないように、それぞれフード46、47が取付けてある。またこれらフード46、47にはそれぞれ接眼レンズ48、49が取付けてある。

上記接眼レンズ48、49の距離は、通常の場合の両眼50、50の距離だけ離れて設けてある。しかして同一対象物を第1図に示すように平行な視野状態で撮像したSID撮像信号をそれぞれ画像メモリ42、43に記憶し、これら記憶した画像データを画像処理手段33を介してそれぞれディスプレイ44、45に表示することによって、各ディスプレイ44、45を左右の眼50、50で観察する人は、視野を有する状態で同一対象物を観察するのと同等の観察を行うことになり、SIDで撮像した対象物を立体的に観察できるようにしてあると共に、この画像処理手段33で立体画像に関する三次元情報を表示できるようにしてある。

尚、制御回路34には三次元計測を行う計測ス

- 9 -

ッサ等で構成される制御回路34によってその出力信号が制御される。

第2図において、上記SID15は複数のケーブル等で構成される駆動線35を介してSID駆動回路36に接続され、このSID駆動回路36からSID駆動信号が印加されることによって、SID15は光電変換した信号を出力する。この信号は同軸ケーブル等で構成される信号線37を介して増幅器38に入力され、増幅された後、A/D変換器39でデジタル信号に変換され、デジタルスイッチ41を経てオンされた側の画像メモリ42又は43に記憶される。このデジタルスイッチ41は、上記制御回路34によってその切換が制御される。

上記画像メモリ42、43は半導体メモリ等で構成され、これら画像メモリ42、43に記憶された画像データは画像処理回路33に入力され、画像処理された後、テレビモニタ等で構成されるディスプレイ44、45に入力され、カラー表示される。

- 8 -

スイッチ51が設けてある。

このように構成された第1実施例の動作を以下に説明する。

内視鏡2の先端側が例えば第1図のAの状態であるとするとする。

次に三次元計測を開始するためにスイッチ51をオンする。すると制御回路34の指示によりデジタルスイッチ41は、画像メモリ42と導通する状態になる。しかしてSID15にSID駆動回路36からSID駆動信号が印加され、SID15から出力される画像信号は信号線37を経て増幅器38に入力され、信号整形とか増幅された後A/D変換器39に入力され、デジタル信号に変換される。計測スイッチ51が押されるとA/D変換器の出力はデジタルスイッチ41を通過して画像メモリ42に入力され、画像が記憶される。

次に、制御回路34は駆動回路31に駆動制御信号を出力し、モータ13を決められた量だけ回転させる。この回転量は(内視鏡)湾曲部7の湾

- 10 -

曲状態によって変えられる。この理由は湾曲部7が湾曲していると、アングルワイヤ10の駆動量に対する湾曲量が湾曲していない場合と比べて異なるからである。

この回転量の制御は回転エンコーダ28からの出力により、駆動回路31が行う。モータ13の回転は回転軸12を介して、回転ドラム11に伝えられアングルワイヤ10、10が牽引、弛緩されるように駆動されアングル機構9により、湾曲部7は第1図のBで示す状態になる。

次に、制御回路34はデジタルスイッチ41を画像メモリ43側がA/D変換器39と導通するように切換える。しかして制御回路34は駆動回路32により、モータ27を回転させ、回転軸26、回転ドラム24、回動ワイヤ23を介して回動板18を回動させる。モータ27の回転量は回転エンコーダ29によって検出され、駆動回路32にフィードバックされ、回転量が正確に制御される。このようにして制御される回転量は湾曲部7の湾曲方向と反対向きで、第1図のBに示す

- 11 -

ディスプレイ44、45に表示される画像は少しずれたものとなり、接眼レンズ48、49を通して両眼50、50で観察したときに立体的に見える様になる。

以上の動作により、操作者は計測スイッチ51を押すだけで、接眼レンズ48、49を通して3次元内視鏡像を立体的に観察できる。

この第1実施例によれば、挿入部を太径にすることなく被写体を立体的に観察できると共に、3次元情報を得ることができるので例えば患部を診断する場合、その患部のはれ具合をより定量的に知ることができ、よりの確な診断を行うことができる。また、癌等を早期に発見したりすることにも役立ち、癌の診療にも有効である。

第3図ないし第6図は本発明の第2実施例を示す。

この第2実施例は、斜視型ファイバスコープ61を用いたものである。

第3図は(斜視型)ファイバスコープ61の挿入部先端側を示し、斜視窓部は透明カバーガラス

- 13 -

状態に設定するものである。つまり、対物レンズ14の向きが第1図のAの状態における対物レンズ14の向きとほぼ平行になるように、回動板18の回転量が制御される。この回転量は制御回路34により算出され、この算出された量に制御される。

上記回動板18の回動により、第1図のAの状態とBの状態において、SID15が共通に撮像する被写体(図示せず)領域が、回動しない場合に比べて増加する。この状態で制御回路34は画像メモリ43にSID15で撮像した画像データを記録させる。

画像メモリ42、43の出力は、画像処理手段33に入力され、この画像処理手段33はこれら2枚の視差dのある画像から被写体の3次元情報を計算する。

この計算は公知の「ステレオ画像による3次元情報アルゴリズム」による。

上記画像処理手段33で計算された3次元情報はディスプレイ44、45に表示されるが、各デ

- 12 -

62で覆われ、その内側に第4図に示す回動ブロック63を収納している。

上記回動ブロック63は、回転軸64の回りで回動自在であり、先端が固定された鋼鉄線等で構成した駆動ワイヤ65を牽引することによって、前記回転軸64の回りで回動できるようにしてある。

上記回転軸64はその両端が該回転軸64の両端に対向する側の先端構成部材66(第3図参照)で枢支されている。また駆動ワイヤ65は内面が滑らかなチューブ67内に通してあり、このワイヤ65を通したチューブ67は先端構成部材66の透孔内を通し、その後端側は第5図に示すように回転ドラム68の外周に密着させ、後端を固定してある。この回転ドラム68の回転軸には回転エンコーダ69及び回動レバー71が連結しており、この回動レバー71を回動することによってワイヤ65を進退でき、回動ブロック63を回動できるようにしてある。

尚、回転ドラム68には一般のブレーキで構成

- 14 -

される回転ロック機構72が設けてある。

上記回転ブロック63には第4図に示すように2つの透孔を設けてあり、一方の4角形状透孔にはライトガイド73の先端が固定され、他方の円形状透孔には第3図にも示すように対物レンズ74及びイメージガイド75の先端が固定してある。

上記ファイバスコープ61にもアングル機構(図示せず)が構成された湾曲部76(第3図参照)が形成されており、アングルワイヤ77、77の後端側は第5図に示すように回転ドラム78の外周に密着させてあり、この回転ドラム78を回転することによって第3図に示すようにAの状態からBの状態へと湾曲できるようにしてある。

上記回転ドラム78にも回転エンコーダ79が取付けてあり、回転ドラム78の回転量を検出できるようにしてある。また、この回転ドラム78の回転は回転ロック機構81でロックできる。尚、点線で示す符号82はアングルノブ82を示す。

上記両回転エンコーダ69、79の出力は画像処理手段83に入力される。

- 15 -

眼部84に装着し、モニタディスプレイ95によって画像を観察しているとす。この時、モニタディスプレイ95には、図示しない経路によってテレビカメラ85から画像信号が直接供給され、いわゆるリアルタイム画像が観察できる様になっている。3次元計測をしたい画像を捉えたとき、内視鏡操作者は、回転ロック機構81を用いて回転ドラム78が回転しない様にする。次に、計測スイッチ94を押すと、テレビカメラ85で撮像され、A/D変換器88でデジタル変換された画像データが画像メモリ91に記録される。その後、前述の回転ドラム78の固定を解除し、アングルノブ82を少し回転させる。次に回転ロック機構72によって、回転ドラム68の回転を止める。計測スイッチ94が押されると、テレビカメラ85で撮像され、A/D変換器88でデジタル変換された画像データが画像メモリ92に記録される。デジタルスイッチ89の制御やタイミングの制御は制御回路93が行なう。回転量は任意であるが、回転エンコーダ79から送られる信

- 17 -

ところで、上記ファイバスコープ61の接眼部84には、第5図に示すようにテレビカメラ85を装着することができる。このテレビカメラ85は、結像レンズ86によって、CCD等によって構成したSID87に接眼部84側に伝送された光学像を結ぶことができる。このテレビカメラ85のSID87の出力は、A/D変換器88を介してデジタルスイッチ89でオンされた側の画像メモリ91又は92に書き込むことができる。

上記デジタルスイッチ89は、制御回路93で制御されると共に、画像メモリ91、92も制御される。尚、制御回路93には計測スイッチ94が設けてある。

上記画像メモリ91、92の出力は画像処理手段83に入力され、画像処理された後例えば第6図に示すようにディスプレイ95に立体的に表示される。

このように構成された第2実施例の動作を以下に説明する。

内視鏡操作者は、テレビカメラ85を内視鏡接

- 16 -

号を検知し、画像処理手段83を用いて回転量をモニタディスプレイ95に表示する様にしても良い。この状態で再び回転ドラム78を固定する。次に、回転レバー71を操作し、前もって画像メモリ91に記録した画像とほぼ同じ領域が、テレビカメラ85によって撮像され、モニタディスプレイ95に表示される様にする。画像処理手段83は、画像メモリ91、画像メモリ92に記録された2枚の画像から公知の「ステレオ画像による3次元情報計算アルゴリズム」によって、3次元情報の計算を行なう。この計算結果は、第6図に示すように眺観図の形でモニタディスプレイ95に表示される。

回転エンコーダ69、79の出力信号は画像処理手段83に入力され、これは第3図における視差dを計算するのに用いられると同時に、対物レンズ74の収差による像歪を補正するのに用いられる。

視差dの計算は、事前に回転ドラム68、78の全ての位置の組合わせに対し、回転エンコーダ

- 18 -

69、79の出力と実際の対物レンズ74の位置をメモリに記憶しておくことによって高速に算出できる。

なお、本実施例の応用として、画像メモリ91の記録画像とリアルタイム画像をモニタディスプレイ95に重ねて表示させ、両者がほぼ一致する様にアングルノブ82及び回転レバー71を操作し、画像メモリ91の記録画像を記録した時の回転エンコーダ69と79の値と、画像が一致した時の回転エンコーダ69及び79の値から「三角測量の原理」によって、手軽に測距が行える。

第7図は本発明の第3実施例の内視鏡101の先端側を示す。この実施例は対物レンズの方向を変える代りに対物レンズに入射する光の方向を変えるようにしたものである。

内視鏡湾曲部102の側面にはガラス等で構成される観察窓103が、防水性を持って取り付けられている。

上記湾曲部102内にはミラー等で構成される反射鏡104が、回転軸105を中心に回転する。

- 19 -

レンズ113及びSID114が配置してある。しかして反射鏡105を介して対物レンズ113を通り、SID114に結像される像は、反射鏡105の向きに依存して変化する。尚、観察窓103に隣接する側面部分に凹レンズ115が配設され、この凹レンズ115の内側にその端面が臨むように配設されたライトガイド116によって伝送された照明光を拡開して出射する。

その他の構成は第1実施例と同様である。

このように構成された第3実施例の動作を以下に説明する。

第7図のAで示す状態でSID114に結像された像を、一方の画像メモリに記録する。しかして、湾曲部102を湾曲して同図のBで示す状態に設定する。この状態で圧電素子駆動線111を介して図示しない直流電源の直流電圧を変えて、その電圧を圧電素子107に印加し、この圧電素子107をたわませる。すると、この圧電素子107の先端に取付けた駆動棒108が、例えば後方に移動し、反射鏡104はスプリング108の

- 21 -

先端構成部材106には圧電バイモルフ等で構成される圧電素子107の一方の端部が固定され、他方の端部には駆動棒108が直交する方向に取付けてある。この駆動棒108の先端は反射鏡104の裏面に接触している。この反射鏡104には、スプリング109の一端が固定され、このスプリング109の他端が固定された先端寄り方向に付勢されている。(第7図では回転軸105の回りで反時計方向の付勢力が作用している。)従って、この反射鏡104はスプリング109の付勢力によって常時駆動棒108と接触状態に保持されている。

上記圧電素子107には電線等で構成される圧電素子駆動線111が取付けてあり、この駆動線111を介して図示しない直流電源から電圧を印加することによって、その印加電圧の大きさに応じて先端構成部材106に固定された一端に対し、他端側をたわませることができるようになっている。

上記湾曲部102内には反射鏡104の回転中心に対向するように、鏡筒112を用いて対物レ

- 20 -

力により回転軸105を中心として回転する。

その結果、対物レンズ113に入射する光の方向が変化し、第7図のAの状態における入射光と平行またはほぼ平行となる方向からの入射光が対物レンズ113に入射され、SID114の撮像面に像を結ぶ。この像データは他方の画像メモリに記録される。

以上の動作により、2つの画像メモリには視差dを有し、重複する範囲が広い2枚の画像が得られる。その後の処理は第1又は第2実施例と同様である。

このようにして第3実施例においても被写体に対し、立体画像が得られる。

ところで上述の各実施例では視差を持った画像2枚で処理をしているが、画像の数は2枚に限らず、多数枚であっても良い。

すなわち、内視鏡先端部の湾曲および対物レンズの方向もしくは対物レンズに入射する光の方向を2枚に限定せず複数とし、各状態における画像を複数の画像メモリに記録して処理をしても良い

- 22 -

ことは言うまでもない。

尚、画像の数が多い方が、計算結果の平均を取る等することにより精度を向上できる。

また、内視鏡湾曲部の湾曲状態としてAのまっすぐな状態とBのやや湾曲した状態について述べているが、これに限らず、Aも湾曲状態でBはAと異なる湾曲状態であっても良い。

さらに内視鏡は通常直交する2方向(UP/DOWN, RIGHT/LEFT)に湾曲可能であるが、本発明で言う湾曲状態とは実施例で示した1方向の湾曲に限定されるものでなく、前記2方向の湾曲の組合わせについても適用できる。尚、湾曲という単語は屈曲という意味も含む。

尚、第3実施例では鏡筒112は固定されているが、これに限らず反射鏡104と鏡筒112を同時に回動させるようにしても良い。この場合にはこの鏡筒112の回動は、第1又は第2実施例を応用すれば良い。

尚、本発明は医療用内視鏡にもプラント内部、パイプ内部検査等の検査を行うのに用いられる工

— 23 —

業用内視鏡のいずれに対しても適用できる。

[発明の効果]

以上述べたように本発明によれば、観察手段の視野方向を変化できる機構を設け、異なる湾曲状態に対し、ほぼ同一視野方向に設定できるようにしてあるので、内視鏡の挿入部の外径を殆んど太くすることなく、大きな視差を有する状態での立体画像を得ることができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図及び第2図は本発明の第1実施例に係り、第1図は第1実施例における内視鏡挿入部の先端側を異なる湾曲状態に設定して立体観察できるようにした様子を示す説明図、第2図は第1実施例の模式的構成図、第3図ないし第6図は本発明の第2実施例に係り、第3図は第2実施例の内視鏡挿入部の先端側を異なる湾曲状態に設定して立体観察できるようにした様子を示す説明図、第4図は観察手段が取り付けられた回動ブロック部分を示す斜視図、第5図は第2実施例の模式的構成図、第6図は立体画像を表示したディスプレイを示す斜視

— 24 —

図、第7図は本発明の第3実施例における内視鏡挿入部の先端側を立体観察する状態に設定した様子を示す説明図である。

- |                   |             |
|-------------------|-------------|
| 1 … 立体視内視鏡装置      | 2 … 内視鏡     |
| 3 … 制御装置          | 5 … カバーガラス  |
| 7 … 湾曲部           | 9 … アングル機構  |
| 10 … アングルワイヤ      | 11 … 回転ドラム  |
| 13 … モータ          | 14 … 対物レンズ  |
| 15 … S I D        | 17 … 軸      |
| 18 … 回動板          | 19 … ライトガイド |
| 23 … 回動ワイヤ        | 24 … 回転ドラム  |
| 25 A, 25 B … 視野方向 |             |
| 27 … モータ          |             |
| 28, 29 … 回転エンコーダ  |             |
| 31, 32 … 駆動回路     | 33 … 画像処理手段 |
| 34 … 制御回路         | 39 … A/D変換器 |
| 42, 43 … 画像メモリ    |             |
| 44, 45 … ディスプレイ   |             |

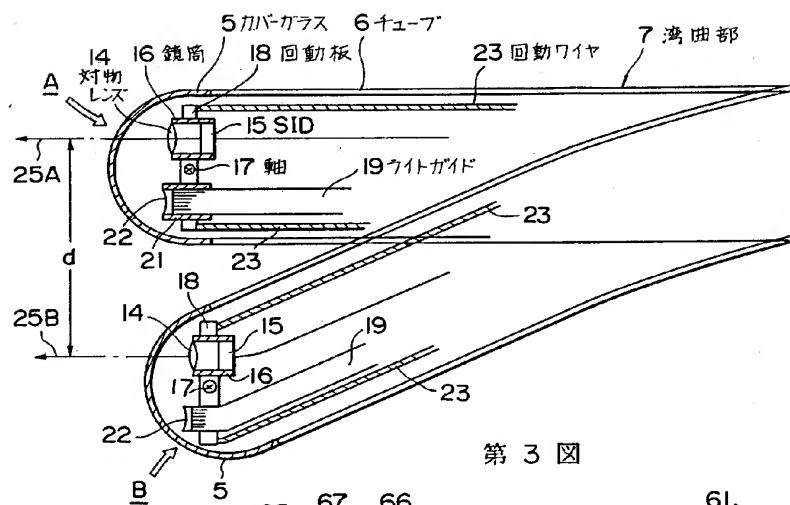
代理人 弁理士 伊 藤 進

— 25 —

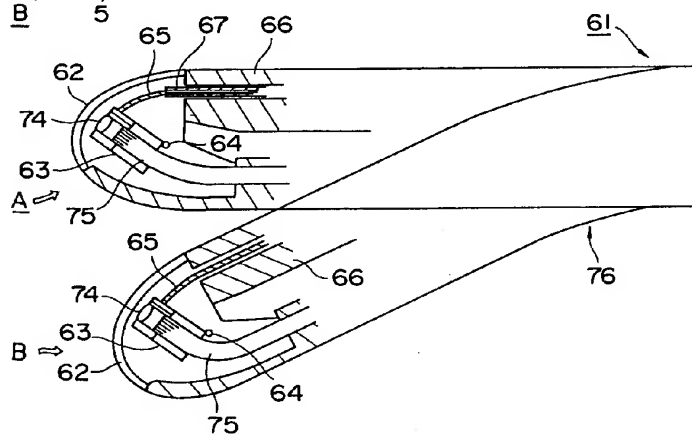




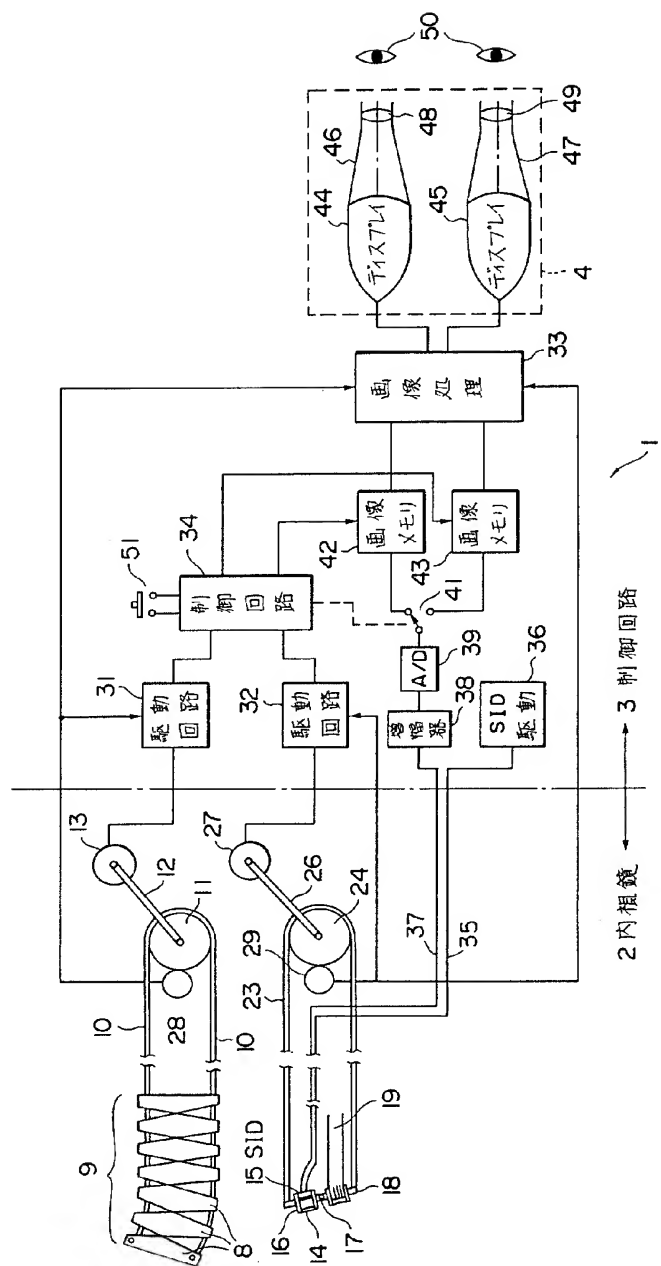
第 1 図



第 3 図



第2図



6 振

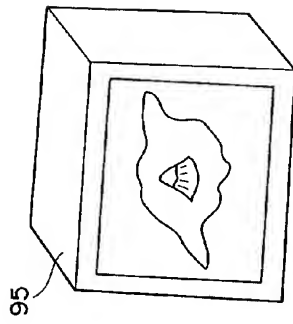


圖 1-6

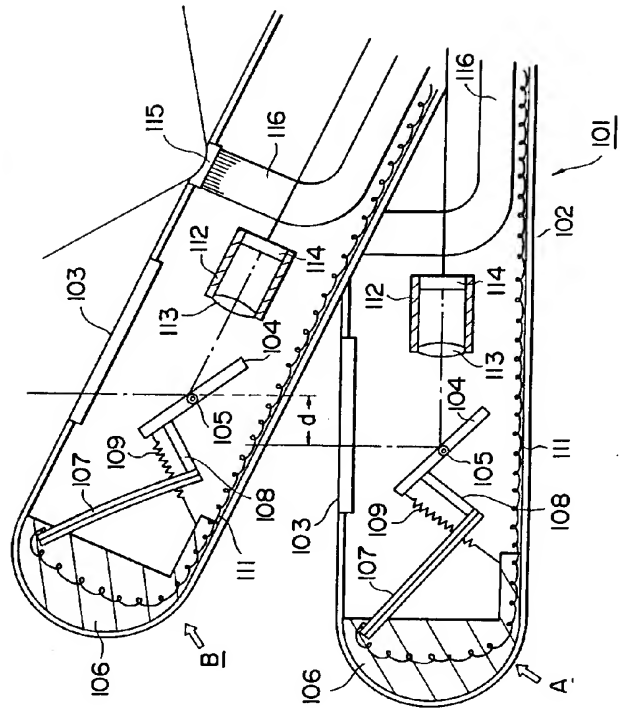
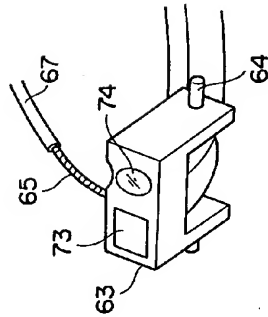


圖  
寸  
振



☒ 5 據

